

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特許公報 (B 2)

(11) 特許番号

特許第 3 2 7 0 9 1 7 号

(P 3 2 7 0 9 1 7)

(45) 発行日 平成14年4月2日 (2002. 4. 2)

(24) 登録日 平成14年1月25日 (2002. 1. 25)

(51) Int. Cl. 7

識別記号

F I

A 6 1 B 5/145

A 6 1 B 5/14 3 1 0

請求項の数 8

(全 1 0 頁)

(21) 出願番号 特願平6-121346

(22) 出願日 平成6年6月2日 (1994. 6. 2)

(65) 公開番号 特開平7-327964

(43) 公開日 平成7年12月19日 (1995. 12. 19)

審査請求日 平成12年6月7日 (2000. 6. 7)

(73) 特許権者 000230962

日本光電工業株式会社

東京都新宿区西落合1丁目31番4号

(72) 発明者 金本 理夫

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本光
電工業株式会社内

(72) 発明者 小林 直樹

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本光
電工業株式会社内

(72) 発明者 青柳 卓雄

東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日本光
電工業株式会社内

(74) 代理人 100074147

弁理士 本田 崇

審査官 藤原 伸二

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 酸素飽和度測定装置、血中吸光物質濃度測定装置および生体信号処理方法

1

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】 生体に異なる 2 つの波長の光を照射する
光発生手段と、この光発生手段から発生し前記生体を透過したそれぞれの
光を電気信号に変換する受光手段と、この受光手段の 2 つの出力の複数の時点における値に基
づいてそれぞれの大きさを縦軸、横軸とする座標上の回
帰直線を求める回帰直線計算手段と、この回帰直線計算手段が求めた直線の傾きを求める傾き
計算手段と、この傾き計算手段が求めた傾きに基づいて動脈血中の酸
素飽和度を計算する酸素飽和度計算手段とを具備する酸
素飽和度測定装置。【請求項 2】 生体に異なる 2 つの波長の光を照射する
光発生手段と、

2

この光発生手段から発生し前記生体を透過したそれぞれ
の光を電気信号に変換する受光手段と、この受光手段の 2 つの出力の複数の時点における値に基
づいてそれぞれの大きさを縦軸、横軸とする座標上の回
帰直線を求める回帰直線計算手段と、この回帰直線計算手段が求めた直線の傾きを求める傾き
計算手段と、この傾き計算手段が求めた傾きに基づいて動脈血中の吸
光物質濃度を計算する血中吸光物質濃度計算手段とを具
備する血中吸光物質濃度測定装置。

10

【請求項 3】 生体に異なる 2 つの波長の光を照射する
光発生手段と、この光発生手段から発生し前記生体を透
過したそれぞれの光を電気信号に変換する受光手段と、
この受光手段の 2 つの出力の複数の時点における値に基
づいてそれぞれの大きさを縦軸、横軸とする座標上の回

帰直線を少なくとも2つの期間についてそれぞれ求める回帰直線計算手段と、この回帰直線計算手段が求めた少なくとも2つの回帰直線の延長上の交点に基づいて前記生体を透過した光の虚血レベルを求める虚血レベル計算手段と、この虚血レベル計算手段が求めた虚血レベルと前記受光手段の2つの出力から各波長の透過光の血液減光度を求める血液減光度計算手段と、この血液減光度計算手段が求めた血液減光度に基づいて血中吸光物質濃度を求める濃度計算手段とを具備する血中吸光物質濃度測定装置。

【請求項4】 虚血レベル計算手段は、少なくとも2つの回帰直線の交点であって、前記少なくとも2つの回帰直線の一方は色素注入前の期間における回帰直線であり、前記少なくとも2つの回帰直線の他方は色素注入後の期間における回帰直線である交点を逐次求め、その交点のバラツキが所定範囲内となったときにその中心点を虚血レベルとして決定することを特徴とする請求項3記載の血中吸光物質濃度測定装置。

【請求項5】 生体に異なる2つの波長の光を照射し、前記生体を透過したそれぞれの光を電気信号の生体信号に変換し、これらの生体信号を処理する生体信号処理方法であって、

前記2つの生体信号の複数の時点における値に基づいてそれぞれの大きさを縦軸、横軸とする座標上の回帰直線を求める第1ステップと、

前記第1のステップで求めた回帰直線の傾きを求める第2のステップと、

前記第2のステップで求めた傾きに基づいて動脈血中の酸素飽和度を計算する第3のステップとを有することを特徴とする生体信号処理方法。

【請求項6】 生体に異なる2つの波長の光を照射し、前記生体を透過したそれぞれの光を電気信号の生体信号に変換し、これらの生体信号を処理する生体信号処理方法であって、

前記2つの生体信号の複数の時点における値に基づいてそれぞれの大きさを縦軸、横軸とする座標上の回帰直線を求める第1ステップと、

前記第1のステップで求めた回帰直線の傾きを求める第2のステップと、

前記第2のステップで求めた傾きに基づいて動脈血中の吸光物質濃度を計算する第3のステップとを有することを特徴とする生体信号処理方法。

【請求項7】 生体に異なる2つの波長の光を照射し、前記生体を透過したそれぞれの光を電気信号の生体信号に変換し、これらの生体信号を処理する生体信号処理方法であって、

前記2つの生体信号の複数の時点における値に基づいてそれぞれの大きさを縦軸、横軸とする座標上の回帰直線を少なくとも2つの期間についてそれぞれ求める第1のステップと、

前記第1のステップで求めた少なくとも2つの回帰直線の延長上の交点に基づいて前記生体を透過した光の虚血レベルを求める第2のステップと、

前記第2のステップで求めた虚血レベルと前記2つの生体信号から各波長の透過光の血液減光度を求める第3のステップと、

前記第3のステップで求めた血液減光度に基づいて血中吸光物質濃度を求める第4のステップとを具備する生体信号処理方法。

- 10 【請求項8】 前記第2のステップは、少なくとも2つの回帰直線の交点であって、前記少なくとも2つの回帰直線の一方は色素注入前の期間における回帰直線であり、前記少なくとも2つの回帰直線の他方は色素注入後の期間における回帰直線である交点を逐次求め、その交点のバラツキが所定範囲内となったときにその中心点を虚血レベルとして決定することを特徴とする請求項7記載の生体信号処理方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

- 20 【産業上の利用分野】 本発明は医療の分野において、循環器系の診断に用いられる酸素飽和度測定装置、血中吸光物質濃度測定装置および生体信号処理方法の改良に関する。

【0002】

【従来の技術】 侵襲を少なくし、測定を簡単にするこの種装置としてパルスオキシメータやこのパルスオキシメータの原理を用いた血中吸光物質濃度測定装置がある。

- 30 【0003】 パルスオキシメータの原理は、複数の波長の光で生体の組織透過光を測定し組織透過光の脈動が組織内の動脈血の実効的な厚みの変化によるものであるとして脈波の振幅の波長による差異に基づいて、複数の血中吸光物質の濃度比を計算するものである。従って上記のように血中吸光物質の濃度比を求めるには脈波の振幅、すなわち、脈波の最大値、最小値を認識する必要があった。しかし脈波は体動や生理的な要因による末梢血液量の変化があると変動が大きく、最大値、最小値の認識は容易ではなく、そのため精度が低くなるおそれがあった。

- 40 【0004】 例えば血中色素濃度をパルスオキシメータの原理で無侵襲連続測定するには、パルスオキシメータの原理でヘモグロビン濃度と血中色素濃度との比を求め、これと、別に求めた血中ヘモグロビン濃度を組み合わせることで血中色素濃度の値を得る。

- 50 【0005】 前述したように、パルスオキシメータの原理は脈波の振幅値に基づいて血中吸光物質の濃度を計算するものである。しかし色素希釈曲線の初循環部分では血中色素濃度が急速に変化するから、得られた血中色素濃度を平滑化することは許されない。従って例えば色素希釈曲線を求める対象である患者の循環状態が悪くて脈波の振幅が小である場合には、脈波の1個毎から得た血

中色素濃度値の信頼性は低くなり、色素希釈曲線の形状も乱れたものになる。

【0006】これを解決する手法として脈波の振幅だけでなく脈波の信号全体を用いることが考えられる。ここで、もし組織内の血液が無くなったならば実現するであろう透過光強度を虚血レベルと呼ぶ。組織透過光の脈動からこの虚血レベルを計算することができる。この虚血レベルと実際の組織透過光とから血液による減光度が求まり、2波長の血液減光度の時間的変化から色素希釈曲線を求めることができる。この手法は既に開示されている（特開昭63-165757号参照）。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】従来のパルスオキシメータ、あるいは血中吸光物質濃度測定装置が用いるデータは組織透過光の脈動における最大値と最小値であった。その値は前記のように脈波の振幅が小である場合には信頼性の低いものとなる。さらに、従来法では前記最大値、最小値を認識するために、脈波信号の細かなサンプリングを必要としたため、光発生手段のLED点灯のための消費電力が大きいという欠点があった。

【0008】また、虚血レベルを求める場合、色素希釈曲線の出現前と出現後の2つの時点の組織透過光強度の信号が必要である。この色素希釈曲線の出現後の時点において、血中色素濃度の変化速度が十分に安定であることが必要である。どの時点が妥当であるかをあらかじめ決めると、それは十分に遅い時点にならざるを得ず、従って血中色素濃度の非常に低い時点となり、虚血レベルを精度良く求めることはできない。

【0009】本発明はこのような従来装置の欠点に鑑みなされたもので、その目的は測定精度が高く、低消費電力の酸素飽和度測定装置および血中吸光物質濃度測定装置を提供することである。

【0010】

【課題を解決するための手段】請求項1の発明の装置は、生体に異なる2つの波長の光を照射する光発生手段と、この光発生手段から発生し前記生体を透過したそれぞれの光を電気信号に変換する受光手段と、この受光手段の2つの出力の複数の時点における値に基づいてそれぞれの大きさを縦軸、横軸とする座標上の回帰直線を求める回帰直線計算手段と、この回帰直線計算手段が求めた直線の傾きを求める傾き計算手段と、この傾き計算手段が求めた傾きに基づいて動脈血中の酸素飽和度を計算する酸素飽和度計算手段とを具備する構成となっている。

【0011】請求項2の発明の装置は、生体に異なる2つの波長の光を照射する光発生手段と、この光発生手段から発生し前記生体を透過したそれぞれの光を電気信号に変換する受光手段と、この受光手段の2つの出力の複数の時点における値に基づいてそれぞれの大きさを縦軸、横軸とする座標上の回帰直線を求める回帰直線計算

手段と、この回帰直線計算手段が求めた直線の傾きを求める傾き計算手段と、この傾き計算手段が求めた傾きに基づいて動脈血中の血中吸光物質濃度を計算する血中吸光物質濃度計算手段とを具備する構成となっている。

【0012】請求項3の発明の装置は、生体に異なる2つの波長の光を照射する光発生手段と、この光発生手段から発生し前記生体を透過したそれぞれの光を電気信号に変換する受光手段と、この受光手段の2つの出力の複数の時点における値に基づいてそれぞれの大きさを縦軸、横軸とする座標上の回帰直線を少なくとも2つの期間についてそれぞれ求める回帰直線計算手段と、この回帰直線計算手段が求めた少なくとも2つの回帰直線の延長上の交点に基づいて前記生体を透過した光の虚血レベルを求める虚血レベル計算手段と、この虚血レベル計算手段が求めた虚血レベルと前記受光手段の2つの出力から各波長の透過光の血液減光度を求める血液減光度計算手段と、この血液減光度計算手段が求めた血液減光度に基づいて血中吸光物質濃度を求める濃度計算手段とを具備する構成となっている。

20 【0013】請求項4の発明の装置は、請求項3の発明の装置において、虚血レベル計算手段は、少なくとも2つの回帰直線の交点であって、前記少なくとも2つの回帰直線の一方は色素注入前の期間における回帰直線であり、前記少なくとも2つの回帰直線の他方は色素注入後の期間における回帰直線である交点を逐次求め、その交点のバラツキが所定範囲内となったときにその中心点を虚血レベルとして決定することを特徴とする。

30 【0014】請求項5の発明の生体信号処理方法は、生体に異なる2つの波長の光を照射し、前記生体を透過したそれぞれの光を電気信号の生体信号に変換し、これらの生体信号を処理する生体信号処理方法であって、前記2つの生体信号の複数の時点における値に基づいてそれぞれの大きさを縦軸、横軸とする座標上の回帰直線を求める第1のステップと、前記第1のステップで求めた回帰直線の傾きを求める第2のステップと、前記第2のステップで求めた傾きに基づいて動脈血中の酸素飽和度を計算する第3のステップとを有することを特徴とする。

40 【0015】請求項6の発明の生体信号処理方法は、生体に異なる2つの波長の光を照射し、前記生体を透過したそれぞれの光を電気信号の生体信号に変換し、これらの生体信号を処理する生体信号処理方法であって、前記2つの生体信号の複数の時点における値に基づいてそれぞれの大きさを縦軸、横軸とする座標上の回帰直線を求める第1のステップと、前記第1のステップで求めた回帰直線の傾きを求める第2のステップと、前記第2のステップで求めた傾きに基づいて動脈血中の血中吸光物質濃度を計算する第3のステップとを具備する。

50 【0016】請求項7の発明の生体信号処理方法は、生体に異なる2つの波長の光を照射し、前記生体を透過したそれぞれの光を電気信号の生体信号に変換し、これら

の生体信号を処理する生体信号処理方法であって、前記 2つの生体信号の複数の時点における値に基づいてそれぞれの大きさを縦軸、横軸とする座標上の回帰直線を少なくとも2つの期間についてそれぞれ求める第1のステップと、前記第1のステップで求めた少なくとも2つの回帰直線の延長上の交点に基づいて前記生体を透過した光の虚血レベルを求める第2のステップと、前記第2のステップで求めた虚血レベルと前記2つの生体信号から各波長の透過光の血液減光度を求める第3のステップと、前記第3のステップで求めた血液減光度に基づいて血中吸光物質濃度を求める第4のステップとを具備する。

【0017】請求項8の発明の生体信号処理方法は、請求項7の方法において、前記第2のステップは、少なくとも2つの回帰直線の交点であって、前記少なくとも2つの回帰直線の一方は色素注入前の期間における回帰直線であり、前記少なくとも2つの回帰直線の他方は色素注入後の期間における回帰直線である交点を逐次求め、その交点のバラツキが所定範囲内となったときにその中心点を虚血レベルとして決定することを特徴とする。

【0018】

【作用】請求項1の発明において、酸素飽和度が測定中一定である場合、1本の回帰直線が求められる。この直線の傾きは正確に2つの波長の透過光の減光度の比をあらわすので、正確な動脈血中の酸素飽和度が得られる。

【0019】請求項2の発明において、血中吸光物質濃*

$$A = A_b + A_a = \ln I - \ln I_{in} \\ = \{E_h (E_h + F)\}^{1/2} \cdot H_b \cdot D + A_a \quad (1)$$

I : 透過光強度

I_{in} : 入射光強度

E_h : ヘモグロビンの吸光係数

F : 血液の光散乱係数

※H_b : 血中のヘモグロビン濃度

D : 血液の厚み

$$A + \Delta A_b = \ln I - \Delta \ln I - \ln I_{in} = \{E_h (E_h + F)\}^{1/2} \cdot H_b \cdot (D + \Delta D) + A_a \quad (2)$$

(2) 式 - (1) 式

$$\Delta A_b = -\Delta \ln I = \{E_h (E_h + F)\}^{1/2} \cdot H_b \cdot \Delta D \quad (3)$$

波長 λ_1 , λ_2 それぞれについて (3) 式は次のように★ ★なる。

$$\Delta A_{b1} = -\Delta \ln I_1 = \{E_{h1} (E_{h1} + F)\}^{1/2} \cdot H_b \cdot \Delta D \quad (4)$$

$$\Delta A_{b2} = -\Delta \ln I_2 = \{E_{h2} (E_{h2} + F)\}^{1/2} \cdot H_b \cdot \Delta D \quad (5)$$

添字1, 2はそれぞれ波長 λ_1 , λ_2 に関するものであ
ることを示している。

☆

$$\Phi_{12} = \Delta A_{b1} / \Delta A_{b2} = \Delta \ln I_1 / \Delta \ln I_2 \\ = \{E_{h1} (E_{h1} + F)\}^{1/2} / \{E_{h2} (E_{h2} + F)\}^{1/2} \quad (6)$$

ここで、E_{h1}, E_{h2} は次のようにあらわされる。

$$E_{h1} = S E_{o1} + (1 - S) E_{r1} \quad (7)$$

$$E_{h2} = S E_{o2} + (1 - S) E_{r2} \quad (8)$$

S : 酸素飽和度

ンの吸光係数

E_{o1}, E_{o2} : 波長 λ_1 , λ_2 の光の酸化ヘモグロビ

50 E_{r1}, E_{r2} : 波長 λ_1 , λ_2 の光の還元ヘモグロビ

* 度が測定中一定である場合、1本の回帰直線が求められる。この直線の傾きは正確に2つの波長の透過光の減光度の比をあらわすので正確な動脈血中の血中吸光物質濃度が得られるばかりでなく、回帰直線を求めるための脈波信号のサンプリングも少なくすむため、光発生手段のLED点灯回路も少なくすることができ、低消費電力とすることができる。

【0020】請求項3の発明において、脈波全体を使って虚血レベルを求めることができ、これにより血中吸光物質の濃度を測定すれば、正確な測定結果が得られる。

【0021】請求項4の発明において、回帰直線が求められる度に逐次交点を求め、この交点のバラツキが所定範囲内となったときにその中心点を虚血レベルとして採用するので虚血レベルを求めるまでの時間を短縮することができる。

【0022】請求項5乃至8の発明の作用は、それぞれ請求項1乃至4の発明装置の作用に対応している。

【0023】

【実施例】本願請求項1の発明の実施例を説明する。この実施例は酸素飽和度測定装置である。まずこの実施例の原理を説明する。

【0024】シャスターの理論および実験から組織の透過光の減光度Aは血液の減光度をA_b、その他の組織の減光度をA_aとすると次式であらわされる。

30 【0025】血液の脈動によりその厚みがD + ΔDとなったとき (1) 式は次のようになる。

ンの吸光係数

【0027】(6)～(8)式において、 F 、 E_{O_1} 、 E_{O_2} 、 E_{r_1} 、 E_{r_2} は既知であるから $\Delta \ln I_1$ 、 $\Delta \ln I_2$ を測定して Φ を求めるならば計算により S を求めることができる。

【0028】ところで、横軸に $\ln I_2$ 、縦軸に $\ln I_1$ をとった座標に所定時間毎に測定した $\ln I_2$ 、 $\ln I_1$ を点であらわすと、図2のようになる。これらの点から最小2乗法により回帰直線 a を求める。酸素飽和度 S が一定ならば測定により得られる点はこの線上を1回10の脈動毎に1往復する。この直線の傾きが $\Delta \ln I_1 / \Delta \ln I_2$ であるからこの傾きを求めるならば(6)～(8)式より酸素飽和度 S を求めることができる。

【0029】次にこの原理に基づいて作成した装置を説明する。図1はこの装置の全体構成を示すブロック図である。LED1は波長 λ_1 の光を発生する素子であり、LED2は波長 λ_2 の光を発生する素子である。ドライバ回路3はこれらLED1、LED2を駆動する回路である。フォトダイオード4はLED1、LED2から発生し生体組織5を透過した光を受光するように配置されている。フォトダイオード4はそれら透過光の強度に応じた電気信号を出力する。この信号は増幅器6で増幅され復調回路7で復調される。タイミング発生回路9はドライバ回路3と復調回路7にタイミング信号を送出し、LED1、LED2を所定のタイミングで発光させ、復調回路7でそのタイミングに応じて波長 λ_1 、 λ_2 それぞれに対応する信号をとり出させる。A/Dコンバータ10は復調回路7から与えられる各信号をデジタル値に変換してCPU11に与える。CPU11は、この与えられた信号と、ROM12に格納されたプログラムや*30

$$\begin{aligned} \Phi_{32} &= \Delta \ln I_3 / \Delta \ln I_4 \\ &= \{ (E h_3 + E d_3 C d / H b) (E h_3 + E d_3 C d / H b + F) \}^{1/2} \\ &\quad / \{ (E h_4 + E d_4 C d / H b) (E h_4 + E d_4 C d / H b + F) \}^{1/2} \end{aligned} \quad (9)$$

これは $A b = \{ (E h + E d C d / H b) (E h + E d C d / H b + F) \}^{1/2} \cdot H b \cdot D$ として(1)式から(6)式を導いた方法と同じ方法により求めることができる。 $E h$ 、 $H b$ 、 F 、 D は前述したものと同一である ※

$$E h_3 = S E_{O_3} + (1 - S) E_{r_3} \quad (10)$$

$$E h_4 = S E_{O_4} + (1 - S) E_{r_4} \quad (11)$$

E_{O_3} 、 E_{r_3} は前述したようにそれぞれ酸化ヘモグロビンの吸光係数、還元ヘモグロビンの吸光係数である。

【0034】ここで波長 λ_4 を吸光物質の吸光係数 $E d$ ★

$$\begin{aligned} \Phi_{34} &= \Delta \ln I_3 / \Delta \ln I_4 \\ &= \{ (E h_3 + E d_3 C d / H b) (E h_3 + E d_3 C d / H b + F) \}^{1/2} \\ &\quad / \{ E h_4 (E d_4 + F) \}^{1/2} \end{aligned} \quad (12)$$

【0035】ここで酸素飽和度 S およびヘモグロビン濃度 $H b$ が予め測定されている血液ならば(12)式において $C d$ を除く各要素は既知であるから $\Delta \ln I_3$ 、 $\Delta \ln I_4$ を測定し Φ_{34} を求めるならば $C d$ を求めること

*データに基づいてRAM13に必要なデータを書込み、またはそのデータを読み出して演算を行ない、その結果を表示装置14や記録器(図示せず)に出力するものである。ROM12には図3のフローチャートに示すようなプログラムが格納されている。

【0030】次に、このフローチャートに基づいて本実施例装置の動作を説明する。CPU11はA/Dコンバータ10から与えられる所定時間毎の透過光の強度 I_1 、 I_2 に応じた信号を対数変換してこれらを記憶する(ステップ101)。ここでは1つの脈波について2以上の時点(ピーク、ボトムを含む)の $\ln I_1$ 、 $\ln I_2$ を2以上の脈波について採る。次にCPU11はこれらのデータに基づいて横軸 $\ln I_2$ 、縦軸 $\ln I_1$ とする座標上にステップ101で記憶したデータをあらわし、最小2乗法により回帰直線を求める(ステップ102)。次にCPU11はその回帰直線の傾きを求め(ステップ103)、その傾きから(6)～(8)式に基づく式により S を計算する(ステップ104)。この結果は表示器14に表示され、図示せぬ記録器に記録される。

【0031】本実施例では2以上の脈波にわたって $\ln I_1$ 、 $\ln I_2$ の値を測定し、これを用いたので正確な酸素飽和度を S を求めることができる。

【0032】次に本願の請求項2の発明の実施例を説明する。この実施例は血中吸光物質濃度測定装置である。まずこの実施例の原理を説明する。

【0033】ヘモグロビンの他に吸光物質が血液中存在する場合、その吸光物質の吸光係数を $E d$ 、その濃度を $C d$ とすると次式が得られる。

※。添字3、4はそれぞれ波長 λ_3 、 λ_4 に関するものであることを示す。ここにおいて $E h_3$ 、 $E h_4$ は次式であらわされる。

★ λ_4 がゼロとなる波長とすれば(9)式は次のようになる。

ができる。

【0036】ところで横軸に $\ln I_4$ 、縦軸に $\ln I_3$ をとった座標に所定時間毎に測定した $\ln I_4$ 、 $\ln I_3$ を点であらわすと図4のようになる。これらの点から

最小 2 乗法により回帰直線 b を求める。吸光物質の濃度 Cd が一定ならば測定により得られる点はこの線上を 1 回の脈動毎に 1 往復する。この直線の傾きが $\Delta \ln I_3 / \Delta \ln I_4$ であるからこの傾きを求めるならば (12) 式より吸光物質濃度 Cd を求めることができる。

【0037】次にこの原理に基づいて作成した装置を説明する。この装置の全体構成を図 5 に示す。この図 5 において図 1 と同一構成要素は同一の符号を付して説明は省略する。ただし LED 10 は波長 λ_3 の光を発生する素子であり、LED 20 は波長 λ_4 の光を発生する素子である。また、ROM 30 には図 6 に示すフローチャートのプログラムが格納されている。

$$Ab = \{ (Eh + EdCd / Hb) (Eh + EdCd / Hb + F) \}^{1/2} \cdot Hb \cdot D \quad (13)$$

色素は ICG (indocyanine-green) とする。用いる 2 波長を λ_5 、 λ_6 とし、添字 5、6 は波長を示すものとし、それぞれ次の値であるとする。

【0041】 $\lambda_5 = 805 \text{ nm}$: この波長においては、ICG の吸光は最大で、ヘモグロビン吸光係数は酸素飽和度

$$Ab_5 = \{ (Eo_5 + Ed_5 Cd / Hb) (Eo_5 + Ed_5 Cd / Hb + F) \}^{1/2} \cdot Hb \cdot D \quad (14)$$

$$Ab_6 = \{ Eo_6 (Eo_6 + F) \}^{1/2} \cdot Hb \cdot D \quad (15)$$

Eo_5 、 Eo_6 はそれぞれ波長 λ_5 、 λ_6 の酸化ヘモグロビンの吸光係数である。 Ab_5 、 Ab_6 を測定してその

$$\Psi = Ab_5 / Ab_6 = \{ (Eo_5 + Ed_5 Cd / Hb) (Eo_5 + Ed_5 Cd / Hb + F) \}^{1/2} / \{ Eo_6 (Eo_6 + F) \}^{1/2} \quad (16)$$

【0042】ヘモグロビン濃度 Hb は被験者について実測する。(16) 式において未知数は Cd だけである。この式から Cd は 2 次方程式の根として計算される。減光度 Ab_5 、 Ab_6 を求めるには、組織中に血液が有る

$$Ab_5 = \ln I_{o5} - \ln I_s \quad (17)$$

$$Ab_6 = \ln I_{o6} - \ln I_s \quad (18)$$

【0043】血液が無い場合の組織透過光強度 $\ln I_{o5}$ 、 $\ln I_{o6}$ をいかにして決定するかを次に説明する。組織内血液は脈動している。これは組織内の動脈血の量の脈動によるものである。もし、動脈血と静脈血とが減光率 (減光度を厚みで割ったもの) において等しい

$$\Delta Ab_5 / \Delta Ab_6 = Ab_5 / Ab_6 \quad (19)$$

従って (16) 式は次のようにあらわすことができる。

$$\begin{aligned} \Psi &= \Delta Ab_5 / \Delta Ab_6 \\ &= \Delta \ln I_5 / \Delta \ln I_6 \\ &= \{ (Eo_5 + Ed_5 Cd / Hb) (Eo_5 + Ed_5 Cd / Hb + F) \}^{1/2} / \{ Eo_6 (Eo_6 + F) \}^{1/2} \end{aligned} \quad (20)$$

【0044】ここで縦軸を $\ln I_5$ 、横軸を $\ln I_6$ とする座標上に測定した $\ln I_5$ 、 $\ln I_6$ を点として描くなら血中色素濃度 Cd が変化しないときは透過光は脈動による血液の厚みの変化の影響のみにより変化するのでそれらの点は直線状に配置される。この回帰直線を求め、この直線を延長すれば虚血レベル点 ($\ln I_{o5}$ 、 $\ln I_{o6}$) を通過する。図 7 に示すように安定した血中色素濃度の異なる 2 つの期間 T_1 、 T_2 それぞれにおいて複数の時点の測定値 $\ln I_5$ 、 $\ln I_6$ が得られるならば虚血レベル点を通る直線が 2 本得られる。すなわち図 8 に示すようにこれらの直線を延長することにより虚血レベル点

【0038】次に、図 6 に示すフローチャートに基づいて本実施例装置の動作を説明する。ステップ 201~203 は図 3 で示したステップ 101~103 と同じであるのでその説明は省略する。次に CPU 11 はステップ 203 で求めた傾きから (12) 式を用いた式により Cd を計算する (ステップ 204)。この結果は表示器 14 に表示され図示せぬ記録器に記録される。

【0039】次に本願の請求項 3 および請求項 4 の発明の実施例について説明する。この実施例は色素希釈曲線測定装置である。まずこの実施例の原理を説明する。

【0040】注入された色素を含む血液の透過光の減光度 Ab は前述したように次式であらわされる。

※和度によらず一定である。

$\lambda_5 = 890 \text{ nm}$: この波長においては、ICG の吸光は無視でき、ヘモグロビン吸光係数は酸素飽和度によらず略一定である。従って (13) 式は波長 λ_5 、 λ_6 については次のようになる。

★の比をとれば次のようになる。

☆場合の透過光強度 I_5 、 I_6 と無い場合の透過光強度 I_{o5} 、 I_{o6} との両方の透過光強度が得られるならば次の式で計算する。

◆場合、すなわち動脈血と静脈血とでヘモグロビンの吸光係数が等しく、かつ血中色素濃度が等しい場合には血液脈動分の減光度 ΔAb が全血液減光度 Ab に占める比率は λ_5 、 λ_6 において等しい。これは次のように表わされる。

$$(19)$$

$$(20)$$

図 7 に示すように安定した血中色素濃度の異なる 2 つの期間 T_1 、 T_2 それぞれにおいて複数の時点の測定値 $\ln I_5$ 、 $\ln I_6$ が得られるならば虚血レベル点を通る直線が 2 本得られる。すなわち図 8 に示すようにこれらの直線を延長することにより虚血レベル点

を求めることができる。この虚血レベル $\ln I_{05}$, $\ln I_{06}$ が求められるならば (16) ~ (18) 式より刻々変化する Ψ が得られ、それに応じて変化する Cd を求めることができ、色素希釈曲線を描くことができる。

【0045】なお、例えば色素注入前は、十分に長い時間において血中色素濃度はゼロであるから、脈動の毎拍の回帰直線は同じであり、多数の拍をまとめて回帰直線を求めるならば回帰直線の信頼性が高くなる。また第2の回帰直線を求める場合も必ずしも1拍毎である必要はない。

【0046】次にこのような原理に基づいて作成された色素希釈曲線測定装置を説明する。

【0047】図9は全体構成を示すブロック図である。図1と同じ要素には同一符号を付して説明は省略する。図1に示す装置と異なるのはLED40が波長 λ_5 の光を発生する点、LED50が波長 λ_6 の光を発生する点、ROM60に格納されたプログラムが図10に示すようなものである点である。更にCPU70には色素を注入したことを知らせるスイッチ80が接続されている点である。

【0048】この装置の動作を図10を参照して説明する。まずCPU70はA/Dコンバータ10から与えられる I_5 , I_6 のデータを取込み、それらの対数を求めて記憶する(ステップ301)。これはオペレータが色素を注入してスイッチ80をオンにするまで続く。CPU70はスイッチ80がオンにされたことを判断すると(ステップ302)、ステップ301で記憶したデータから図8に示す第1の回帰直線 c (色素注入前) を求める(ステップ303)。次にCPU70はA/Dコンバータ10から与えられる I_5 , I_6 のデータを所定時間(例えば脈動の略10拍分)取込み、対数変換し(ステップ304)、このデータから回帰直線を求め、この回帰直線と前記第1の回帰直線との交点を求める(ステップ305)。CPU70はこの交点が所定数以上となりかつこれら交点のバラツキが所定の大きさの範囲内にあるか否かを判断し(ステップ307)、NOであればステップ304に戻り、YESであればステップ308に進む。CPU70はステップ308において上記所定の大きさの範囲の中心点を求める(ステップ308)。この点が虚血レベル点 ($\ln I_{05}$, $\ln I_{06}$) である。次にCPU11はステップ304において取込んだすべてのデータと、虚血レベル $\ln I_{03}$, $\ln I_{04}$ と、(16) ~ (18) 式より図11に示すような色素希釈曲線を求める。

【0049】この実施例によればリアルタイムで虚血レ

ベルを求めるので、測定開始から虚血レベル検出までの時間が短縮できる。以上は1回の色素の注入により虚血レベルを求め更に色素希釈曲線も求めたが、1回の色素の注入では虚血レベルのみを求め、2回目の色素の注入時に前回求めた虚血レベルを使ってリアルタイムで色素希釈曲線を求めても良い。また本実施例では多数の回帰直線を求めて虚血レベルを算出したが、図7に示したように色素濃度が充分安定した2つの期間においてそれぞれ回帰直線を求め、その交点を求めるようにすれば2本の回帰直線であっても正確な虚血レベルが得られる。

【0050】

【発明の効果】請求項1の発明によれば測定精度が高い動脈血中の酸素飽和度測定装置が得られる。請求項2~4の発明によれば測定精度が高く、低消費電力の動脈血中の血中吸光物質濃度測定装置が得られる。請求項5の発明によれば高い精度で動脈血中の酸素飽和度を測定することができる。請求項6~8の発明によれば高い精度で、かつ低消費電力で動脈血中の血中吸光物質濃度を測定することができる。

20 【図面の簡単な説明】

【図1】請求項1の発明の実施例の全体構成を示すブロック図。

【図2】請求項1の発明の実施例の動作を説明するための図。

【図3】請求項1の発明の実施例の動作を説明するための図。

【図4】請求項2の発明の実施例の動作を説明するための図。

【図5】請求項2の発明の実施例の全体構成を示す図。

30 【図6】請求項2の発明の実施例の動作を説明するための図。

【図7】請求項3および請求項4の発明の実施例の動作を説明するための図。

【図8】請求項3および請求項4の発明の実施例の動作を説明するための図。

【図9】請求項3および請求項4の発明の実施例の全体構成を示すブロック図。

【図10】請求項3および請求項4の発明の実施例の動作を説明するための図。

40 【図11】請求項3および請求項4の発明の実施例による測定結果を示す図。

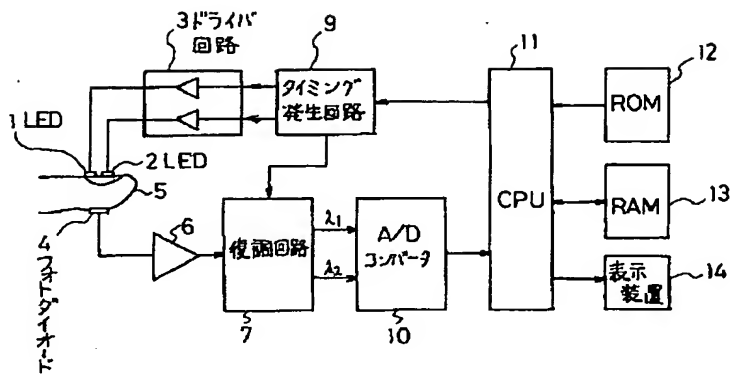
【符号の説明】

1, 2, 10, 20, 40, 50 LED

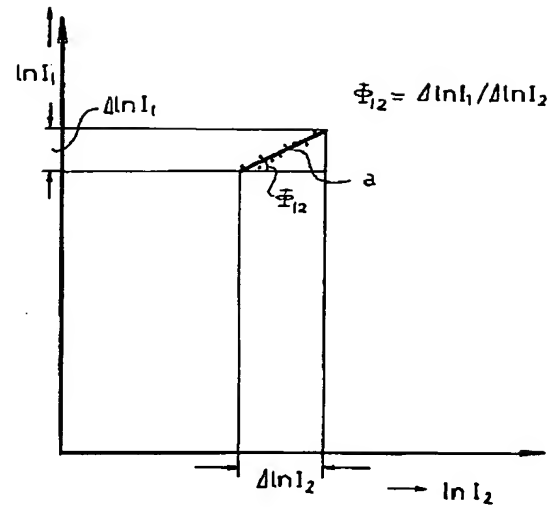
4 フォトダイオード

11, 70 CPU

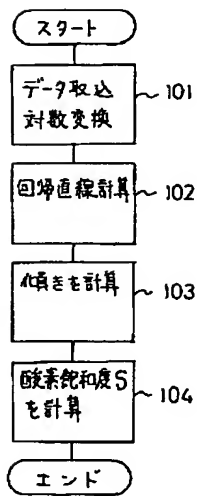
【図 1】



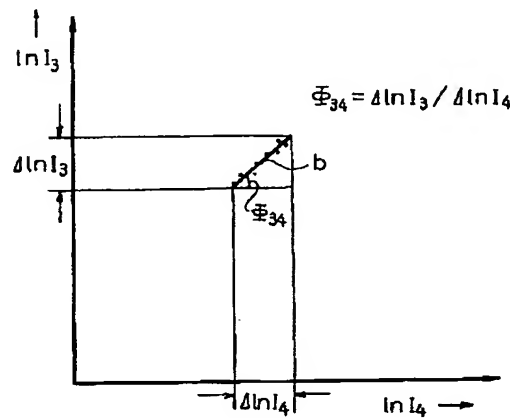
【図 2】



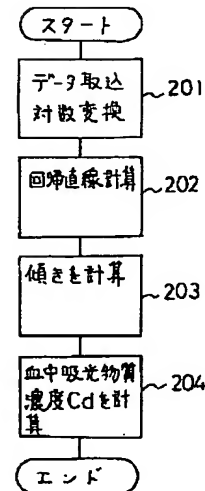
【図 3】



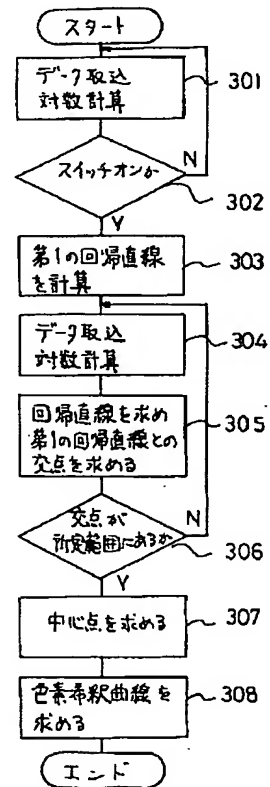
【図 4】



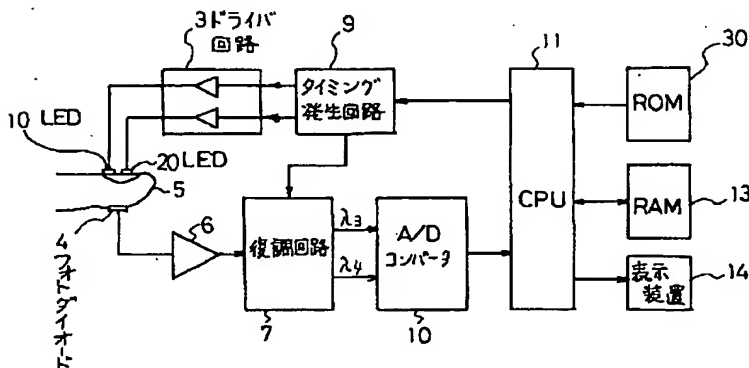
【図 6】



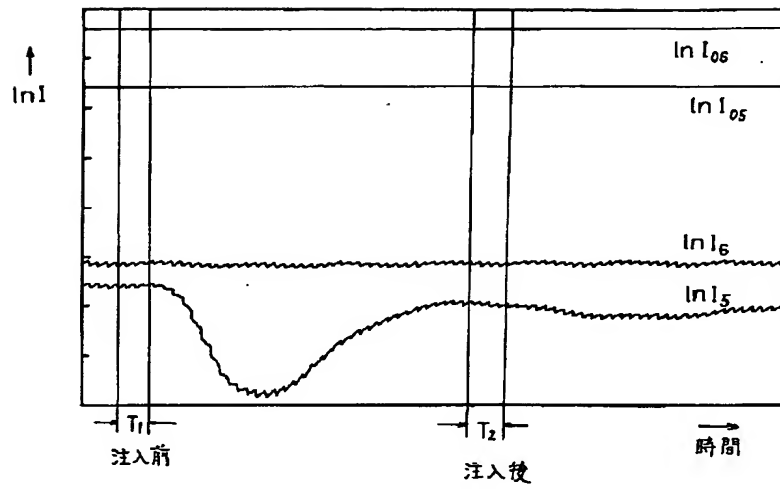
【図 10】



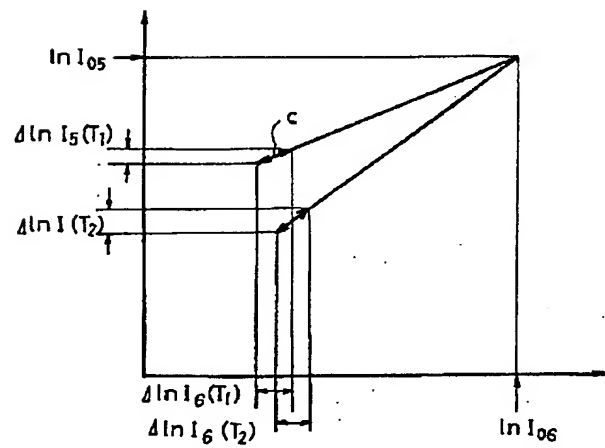
【図 5】



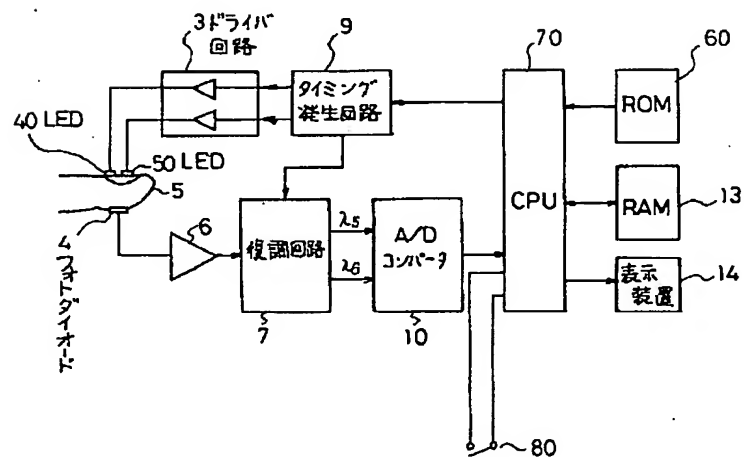
【図 7】



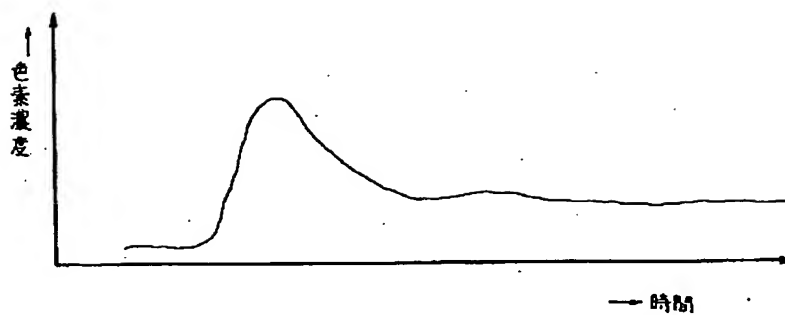
【図 8】



【図 9】



【図 1 1】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 平 3 - 18742 (J P , A)
特開 平 1 - 129837 (J P , A)
特開 平 2 - 309929 (J P , A)
特開 平 1 - 129839 (J P , A)
特開 昭 64 - 17630 (J P , A)

(58)調査した分野 (Int. Cl. ⁷, D B 名)
A61B 5/145